

12 **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

21 Anmeldenummer: 88109709.1

51 Int. Cl.⁴: A61M 1/16 , A61M 1/34

22 Anmeldetag: 17.06.88

30 Priorität: 23.06.87 DE 3720665

43 Veröffentlichungstag der Anmeldung:
25.01.89 Patentblatt 89/04

84 Benannte Vertragsstaaten:
ES FR GB IT SE

71 Anmelder: Schäl, Wilfried, Dr.-Ing.
Tannenwaldweg 27
D-6380 Bad Homburg(DE)

72 Erfinder: Schäl, Wilfried, Dr.-Ing.
Tannenwaldweg 27
D-6380 Bad Homburg(DE)

74 Vertreter: Görtz, Dr. Fuchs, Dr. Luderschmidt
Patentanwälte
Sonnenberger Strasse 100 Postfach 26 26
D-6200 Wiesbaden(DE)

54 **Vorrichtung zur Hämodialyse und Hämofiltration.**

57 Die Vorrichtung zur Hämodialyse und Hämofiltration weist einen extrakorporalen Blutkreislauf mit einer Dialysator- und/oder Filteranordnung (24) auf. Zur Ermittlung des Flüssigkeitsenzuges pro Zeiteinheit sowie der Gesamtmenge der entzogenen Flüssigkeit sind in den Blutkreislauf stromaufwärts und stromabwärts von der Dialysator- bzw. Filteranordnung (24) Durchflußsensoren (22,42) in Verbindung mit einer Auswertungseinheit (48) eingefügt. Die Durchflußmessung erfolgt nach dem Ultraschall-Dopplerprinzip, und die Sensoren weisen zur Erlangung einer hohen Genauigkeit zum Blutschlauhsystem gehörende Meßeinsätze (100) mit besonderen Einrichtungen zur definierten Ein- und Auskopplung und präzisen Führung der Ultraschallwellen auf. Außer der Messung sind Einrichtungen zur Regelung des Netto-Flüssigkeitsentzuges vorgesehen.

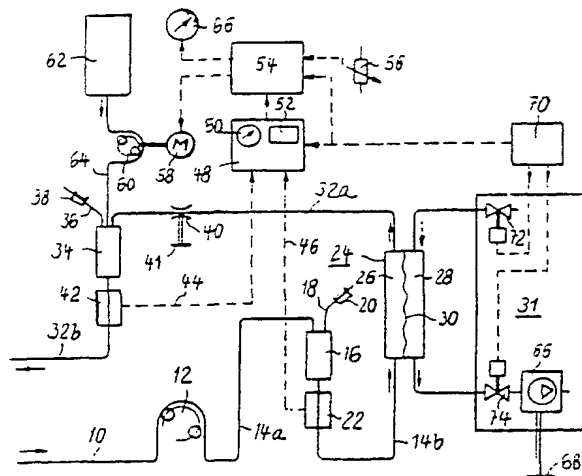


Fig. 1

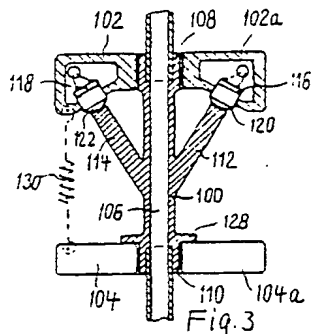


Fig. 3

Vorrichtung zur Hämodialyse und Hämofiltration

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Hämodialyse und Hämofiltration, die dazu dient, das Blut eines Patienten in einem künstlich geschaffenen extrakorporalen Blutkreislauf durch Dialyse und/oder Filtration, ggf. kombiniert mit einer Zufuhr von Infusionslösungen in den Blutkreislauf, so zu behandeln, daß eine möglichst weitgehende Normalisierung der Zusammensetzung des Blutplasmas erreicht wird. Vorrichtungen dieser Art sind geeignet, die Funktion der Niere zu ersetzen und sind auch unter der Bezeichnung "künstliche Niere" bekannt.

Für den medizinischen Erfolg und für die Verträglichkeit einer solchen Behandlung ist es bekanntlich von großer Wichtigkeit, den Netto-Entzug von Flüssigkeit aus dem Blut genau zu erfassen und durch entsprechende Einstellung der Betriebsparameter von Hand oder automatisch zu regeln. Für diesen Zweck sind verschiedene Systeme bekannt.

Ausgehend von der Überlegung, daß der Entzug eines bestimmten Flüssigkeitsvolumens pro Zeiteinheit zwangsläufig mit einer entsprechenden Verminderung des zum Patienten pro Zeiteinheit zurückgeführten Blutvolumens verknüpft ist, wird in der Offenlegungsschrift DE 33 13 421 A1 z.B. vorgeschlagen, bei einer Dialysevorrichtung den extrakorporalen Blutkreislauf mit einem Differenzdurchflußmesser auszustatten und die so gewonnene Information in an sich bekannter Weise zur Steuerung des Flüssigkeitsentzuges zu benutzen.

Das hauptsächliche Problem bei der Realisierung einer Messung des Flüssigkeitsentzuges pro Zeiteinheit besteht jedoch darin, für die Messung des Blutflusses geeignete Durchflußmesser zur Verfügung zu haben.

In DE 33 13 421 A1 wurde hierzu vorgeschlagen, vorzugsweise elektromagnetische Durchflußmesser - vermutlich sind induktive Durchflußmesser gemeint - zu benutzen, die speziell ausgesucht Schläuche mit jeweils zwei eingesetzten Elektroden aufweisen sollen, an die ein elektromagnetisches Feld angelegt werden soll, um an ihnen eine der Differenz der Durchflußgeschwindigkeiten proportionale Spannung zu entnehmen. Abgesehen von dieser fehlerhaften Auffassung des Funktionsprinzips bleibt die Frage ungeklärt, wie die technischen Schwierigkeiten, die der Erzielung einer für den vorgesehenen Zweck ausreichenden Genauigkeit und Betriebssicherheit entgegenstehen, gelöst werden könnten.

Zur Blutflußmessung nach dem Induktionsprinzip ist es notwendig, den Strömungskanal in ein quer zur Strömung gerichtetes, möglichst homogenes Magnetfeld zu bringen, so daß quer zur Strömungsrichtung und quer zur Richtung des Magnetfeldes mittels gegenüberliegend am Strömungskanal angeordneter Elektroden eine der magnetischen Flußdichte B , dem Elektrodenabstand d und der mittleren Strömungsgeschwindigkeit v proportionale induzierte Spannung U abgegriffen werden kann: $U = B \cdot d \cdot v$. Bei einem kreisförmigen Strömungsquerschnitt, wie er bei den Blutschläuchen vorliegt, sind außerdem die mittlere Strömungsgeschwindigkeit v , der Blutfluß Q (Volumen pro Zeiteinheit) und der Schlauch-Innendurchmesser d_i durch die Beziehung $v = 4 \cdot Q / d_i^2 \cdot \pi$ miteinander verknüpft. Aus beiden Beziehungen resultiert $U = 4 \cdot B \cdot Q \cdot d / d_i^2 \cdot \pi$, d.h. zur Erlangung einer ausreichenden Genauigkeit genügt es nicht, die beiden Schlauchdurchmesser d_i anzugleichen, sondern es müssen auch die Werte der magnetischen Flußdichte B und des Elektrodenabstandes d im Rahmen der geforderten Genauigkeit in Übereinstimmung gebracht werden.

Eine weitere Schwierigkeit beim Einsatz induktiver Durchflußmesser für den genannten Zweck ergibt sich daraus, daß die Differenz der induzierten Spannungen außerordentlich gering ist, so daß bei deren Verarbeitung durch die unvermeidlichen, um mehrere Größenordnungen höheren Störspannungen zusätzliche Fehler auftreten. Die Größenordnung der induzierten Spannungen ergibt sich aus folgender Abschätzung: Der Luftspalt des Magnetsystems muß mindestens dem Schlauch-Außendurchmesser entsprechen. Dieser beträgt typischerweise etwa 6 mm. Zur Erlangung eines annähernd homogenen Magnetfeldes im Bereich der Meßstelle muß die Querschnittsfläche des Luftspaltes um ein mehrfaches größer sein als das Quadrat des Schlauchdurchmessers, beispielsweise $10 \text{ mm} \cdot 10 \text{ mm} = 100 \text{ mm}^2$. Nach üblichen Dimensionierungsregeln für Elektromagnete kann in einem solchen Luftspalt mit einem Elektromagneten von noch akzeptabler Größe und Leistungsaufnahme (Gewicht einige 100 g, Leistung einige Watt) eine magnetische Flußdichte in der Größenordnung von 0,5 mT erzeugt werden. Für den Blutfluß gilt ein typischer Wert von $Q = 200 \text{ ml/min}$. Unter Berücksichtigung eines Schlauchinnendurchmessers und eines Elektrodenabstandes von $d_i = d = 4 \text{ mm}$ ergibt sich dann an einem der Durchflußmesser eine induzierte Spannung von nur etwa 50 Mikrovolt. Die Spannungsdifferenz zwischen beiden Durchflußmessern ist noch mindestens um den Faktor 10 geringer, d.h. 5 Mikrovolt. Eine so geringe Meßspannung unter den bei einem Dialysegerät vorliegenden Bedingungen, d.h. an einem offenen, wegen der notwendigen Auswechselbarkeit aller mit dem Blut in Berührung kommenden Teile nur be-

grenzt abschirmbaren System mit ausreichender Genauigkeit zu verarbeiten, stellt ein schwieriges technisches Problem dar, das wahrscheinlich nur mit einem unvertretbar hohen Aufwand und mit erheblichen Einschränkungen für die Handhabung gelöst werden kann.

Ein induktiver Durchflußmesser hat unabhängig davon bei der Messung an strömendem Blut den Nachteil, daß das Blut über Elektroden mit elektrischen Stromkreisen in Verbindung gebracht werden muß, und daß zur Schaffung dieser Verbindungen zwischen dem nur zum einmaligen Gebrauch bestimmten, auswechselbaren Blutschlauchsystem und den Meßstromkreisen entsprechende elektrische Anschlußvorrichtungen vorgesehen werden müssen, deren Funktion durch den Betrieb in einer durch die Anwendung von Desinfektionsmitteln, Infusionslösungen u. dgl. stets feuchten Umgebung sehr gefährdet wäre.

Zur Messung des Blutflusses ist ferner das Ultraschall-Doppler-Verfahren bekannt. Dieses Verfahren hat prinzipiell den Vorteil, daß es sich um eine wirklich nicht-invasive Messung handelt, und daß insbesondere keine elektrischen Verbindungen zum Meßmedium hergestellt werden müssen. In dem Buch "Replacement of Renal Function by Dialysis" (Hrsg. W. Drukker et al., Verlag Martinus Nijhoff, den Haag, 1978) wird auf S. 267 dieses Verfahren zur Überwachung des Blutflusses bei der Hämodialyse in Betracht gezogen, jedoch insgesamt als zwar theoretisch vorteilhaft aber nach dem Stand der technischen Entwicklung wenig brauchbar bewertet. Eine ausführlichere Bewertung eines handelssüblichen Gerätes zur Messung des Blutflusses nach dem Ultraschall-Doppler-Verfahren findet sich in dem Buch "Technical Aspects of Renal Dialysis" (Hrsg. T.H. Frost, Verlag Pittman Medical, Tunbridge Wells, 1978). Darin wird die Genauigkeit des Meßgerätes unter verschiedenen Einflüssen untersucht und als etwa vergleichbar mit der Luftblasen-Laufzeit-Methode eingestuft. Diese ist jedoch bekanntermaßen relativ ungenau, so daß auch aufgrund dieser Bewertung eigentlich nicht erwartet werden könnte, daß mit Hilfe von zwei nach diesem Prinzip arbeitenden Durchflußmessern eine genügend genaue Ermittlung des Flüssigkeitsentzuges bei Hämodialyse- und Hämofiltrationsvorrichtungen möglich wäre.

Der Erfindung lag die Aufgabe zugrunde, die Vorrichtung der eingangs erwähnten Art so vorzubilden, daß reproduzierbare Messungen des Blutflusses mit erhöhter Genauigkeit durchgeführt werden können.

Der Erfindung lag weiterhin die Aufgabe zugrunde, eine Hämodialyse- und Hämofiltrationsvorrichtung mit einer funktionsfähigen und unter realen Betriebsbedingungen brauchbaren Einrichtung zur Messung des Flüssigkeitsentzuges durch Differenz-

bildung der Ausgangssignale zweier Durchflußmesser zu schaffen, von denen einer in die vom Patienten zur Dialysator- oder Filteranordnung führenden Blutleitung und der andere in die von der Dialysator- oder Filteranordnung zum Patienten führenden Blutleitung eingefügt ist.

Diese Aufgabe wird dadurch gelöst, daß der Durchflußsensor einen in das Blutschlauchsystem eingefügten formstabilen Meßeinsatz mit definiertem Strömungsquerschnitt und seitlichen Ansätzen zur definierten Ein- und Auskopplung und Führung der Ultraschallwellen aufweist.

Die erfindungsgemäße Anordnung weist den Vorteil auf, daß sie gegenüber den üblichen, nach dem Ultraschall-Doppler-Verfahren arbeitenden Meßanordnungen eine erheblich verbesserte Meßgenauigkeit aufweist. So können Meßfehlergrenzen für übliche Durchflußsensoren, die bei etwa 5% liegen, durch die erfindungsgemäße Vorrichtung erheblich gesenkt werden. So kann bspw. durch die erfindungsgemäße Vorrichtung eine Meßfehlergrenze von etwa 1% und darunter erreicht werden.

Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform werden zwei Durchflußmesser der erfindungsgemäßen Art stromauf bzw. stromab einer Filtereinheit bzw. eines Dialysators im extrakorporalen Blutkreislauf angeordnet. Diese Durchflußmesser sind jeweils mit einer Auswerteeinheit verbunden, die gemäß einer vorbestimmten Rechenoperation einen Differenzwert zwischen den jeweiligen Signalen bildet. Da sich bei einer derartigen Differenzbildung die üblichen Meßfehler herausmitteln, kann der tatsächliche Meßfehler mit der erfindungsgemäßen Anordnung auf 0,1% und darunter gesenkt werden. Insofern läßt sich also die erfindungsgemäße Anordnung auch zur Feststellung geringster Änderungen der Durchflußmenge einsetzen, bspw. zur Einstellung geringer Ultrafiltrationsraten bei der Hämodialyse.

Unter Behandlung von Blut fällt erfindungsgemäß nicht nur eine Blutreinigung in Form der Hämodialyse oder -filtration, sondern auch jede Art von extrakorporaler Blutbehandlung, bei der der Blutfluß und der Blutdrucksatz überwacht werden und registriert werden sollen. So kann die erfindungsgemäße Anordnung auch im Herz-Lungen-Maschinen oder Plasmapheresezentrifugen verwendet werden.

Weitere Eigenschaften und Vorteile der Erfindung sowie weitere Ausgestaltungen ergeben sich aus der folgenden Beschreibung.

Von den zugehörigen Abbildungen zeigt:

Fig. 1 - ein Schema der Flüssigkeitskreisläufe einer Hämodialyse- und Hämofiltrationsvorrichtung entsprechend der Erfindung

Fig. 2 - ein zweites Ausführungsbeispiel in schematischer Darstellung

Fig. 3 - einen Sensor für die Durchflußmessung

Fig. 4 - eine Draufsicht des Meßeinsatzes für den Sensor

Fig. 5 - eine Seitenansicht des Meßeinsatzes für den Sensor

Fig. 6 - einen Sensor für die Durchflußmessung nach dem Ultraschall-Doppler-Verfahren bekannter Bauart in schematischer Darstellung zum Vergleich

Fig. 7 - ein Blockschema einer Schaltungsanordnung für die Signalverarbeitung

In Fig. 1 ist des Schema der Flüssigkeitskreisläufe einer Hämodialyse- und Hämofiltrationsvorrichtung entsprechend einem bevorzugten Ausführungsbeispiel der Erfindung dargestellt. Das dem Patienten z.B. über einen Katheter entnommene Blut gelangt durch die Leitung 10 zum Einlaß der Blutpumpe 12 und wird von dieser durch die Leitung 14a, 14b der Dialysator- oder Filteranordnung 24 zugeführt. Diese umfaßt einen vom Blut durchströmten Raum 26 und einem durch eine semipermeable Membran 30 davon getrennten Raum 28 zur Durchströmung mit der Dialysierflüssigkeit und/oder Abführung von Filtrat, wobei das Filtrat (auch Ultrafiltrat genannt) unter dem Einfluß einer Druckdifferenz zwischen den Räumen 26 und 28, des sogenannten Transmembrandruckes, durch die semipermeable Membran 30 aus dem Raum 26 in den Raum 28 übergeht.

Die Einrichtungen zum Betrieb der Dialysator- oder Filteranordnung 24, z.B. zur Durchströmung mit Dialysierflüssigkeit und/oder Abführung von Filtrat, sind in der Betriebseinheit 31 zusammengefaßt. Diese ist in verschiedenen Ausführungen bekannt, die sämtlich für den vorliegenden Zweck geeignet sind. Sie kann z.B. aus einem Behälter mit Dialysierflüssigkeit und einer Umwälzpumpe bestehen, oder sie kann eine Einrichtung bekannter Art zur kontinuierlichen Erzeugung von Dialysierflüssigkeit aufweisen. Bei reinem Filtrationsbetrieb besteht sie normalerweise aus einer Saugvorrichtung und einem Sammelgefäß für das abgesaugte Filtrat. Im einfachsten Falle ist der Raum 28 nur mit einem Sammelgefäß verbunden, wobei das Filtrat lediglich unter dem Einfluß des im Raum 26 herrschenden Blutdruckes durch die Membran 30 in den Raum 28 übertritt und in dem Sammelgefäß aufgefangen wird.

Von der Dialysator- oder Filteranordnung 24 gelangt das Blut durch die Leitung 32a zu der Kammer 34, die in bekannter Weise u.a. der Abscheidung eventuell mitgeführter Luftblasen dient. Vom unteren Teil der Kammer 34 fließt das Blut durch die Leitung 32b zurück zum Patienten. In die Leitung 32b ist stromabwärts von der Kammer 34 der abflußseitige Durchflußsensor 42 eingefügt, dessen Gestaltung entsprechend der Erfindung

weiter unten beschrieben wird. Er steht über die elektrische Leitung 44 mit der Auswertungseinheit 48 in Verbindung.

Entsprechend einer bevorzugten Ausgestaltung der Erfindung ist auch in die zur Dialysator- oder Filteranordnung führende Leitung 14a, 14b eine Kammer 16 und stromabwärts von dieser der zuflußseitige Durchflußsensor 22 eingefügt. Das Einfügen der Kammer 16 hat u.a. den Vorteil, daß Luft, die bei Auftreten einer Undichtigkeit im Bereich der Leitung 20 und des zugehörigen Patientenanschlusses in den Blutkreislauf eingesaugt werden kann, abgeschieden wird und somit nicht zu der Dialysator- oder Filteranordnung gelangt, wo sie sich, insbesondere bei den heute zumeist verwendeten Kapillardialysatoren oder -filtern, festsetzen und einen Teil der Kapillaren verstopfen oder zumindest den Strömungsverlauf stören könnte. Dies hätte eine Verminderung der Effektivität zur Folge und könnte darüber hinaus eine partielle Gerinnung des Blutes in der Dialysator- oder Filteranordnung fördern, so daß eine vollständige Rückspülung des Blutes am Ende der Behandlung nicht möglich wäre. Von besonderer Bedeutung ist das Einfügen der Kammer 16 in die Leitung 14a, 14b und die Anordnung des Durchflußsensors 22 stromabwärts von der Kammer 16 jedoch darüber hinaus für die Funktion der Durchflußmessung. Wenn Luft durch Sensor geht, ist das von ihm erhaltene Meßsignal unbrauchbar, so daß die Messung gestört würde.

Die Kammern 34 und 16 sind mit Einrichtungen zum Entfernen angesammelter Luft ausgestattet. Gemäß Fig. 1 kann hierzu ein an den oberen Teil der Kammer angeschlossener Schlauch 36 bzw. 18 vorgesehen werden, der normalerweise mit einem Hahn oder einer Klemme 38 bzw. 20 verschlossen ist. Außerdem ist es zweckmäßig, die Kammern mit Einrichtungen zur Überwachung der angesammelten Luftmenge auszustatten, z.B. mit Füllstandssensoren. Diese sind in Fig. 1 nicht dargestellt. Ebenfalls nicht dargestellt ist eine Einrichtung zur Überwachung des Druckes in der rückführenden Blutleitung, die normalerweise an die Kammer 34 angeschlossen wird.

Die beiden Durchflußsensoren 22 und 42 stehen über elektrische Leitungen 46 bzw. 44 mit der Auswertungseinheit 48 in Verbindung. In dieser werden die von den Sensoren gelieferten Signale verarbeitet, u.a. zur Steuerung einer Anzeigevorrichtung 50 für die Netto-Flüssigkeitsentzugsrate, d.h. für die Flüssigkeitsmenge, die dem Patienten pro Zeiteinheit entzogen wird, sowie einer Anzeigevorrichtung 52 für die entzogene Flüssigkeits-Gesamtmenge. Einzelheiten der Funktion der Auswertungseinheit werden weiter unten in Verbindung mit Fig. 7 geschrieben.

Eine weitere wichtige Ergänzung des bevorzugten Ausführungsbeispiels ist die Regelungsein-

heit 54. Sie steuert aufgrund eines Vergleichs zwischen dem an einer Einstellvorrichtung 56 vorgewählten Sollwert der Netto-Flüssigkeitsentzugsrate und dem durch die Auswertungseinheit 48 ermittelten Istwert der Netto-Flüssigkeitsentzugsrate den Antriebsmotor 58 der Infusionspumpe 60, und zwar in der Weise, daß die Antriebsgeschwindigkeit zunimmt, wenn der Istwert der Netto-Flüssigkeitsentzugsrate den Sollwert überschreitet. Die Infusionspumpe fördert aus einer Versorgungseinrichtung, z.B. einem Vorratsbehälter 62, eine Infusionslösung durch die Leitung 64 in die Kammer 34, wo sie sich mit dem zum Patienten zurückgeleiteten Blut vermischt. Die pro Zeiteinheit zugeführte Flüssigkeitsmenge wird außerdem auf der Anzeigevorrichtung 66 angezeigt.

Zum Betrieb der in Fig. 1 gezeigten Anordnung wird an der Einstellvorrichtung 56 zunächst der gewünschte Sollwert der Netto-Flüssigkeitsentzugsrate eingestellt. Solange aufgrund des Transmembrandruckes in der Dialysator- oder Filteranordnung die aus dem Blutraum 26 durch die Membran 30 in den Raum 28 übergehende Flüssigkeitsmenge pro Zeiteinheit geringer ist als der Sollwert der Netto-Flüssigkeitsentzugsrate, steht die Infusionspumpe entsprechend den Eigenschaften der Regelungseinheit 54 still, da in diesem Zustand der Istwert der Netto-Flüssigkeitsentzugsrate kleiner ist als der Sollwert. Nun wird der Transmembrandruck durch Erhöhung des Druckes im Raum 26 und/oder Absenkung des Druckes im Raum 28 erhöht. Die Druckerhöhung im Raum 26 kann mittels einer an der Leitung 32a angeordneten Drossel 40 bewirkt werden, die Druckabsenkung im Raum 28 ebenfalls durch Einstellung eines entsprechenden Drosselventils oder durch Erhöhung der Saugleistung einer zu der Betriebseinheit 31 gehörigen Saugvorrichtung 66, z.B. mit einer Pumpe, bewirkt werden.

Sobald durch den gesteigerten Transmembrandruck die pro Zeiteinheit durch die Membran 30 tretende Flüssigkeitsmenge den eingestellten Sollwert der Netto-Flüssigkeitsentzugsrate übersteigt, tritt die Infusionspumpe 60 in Funktion, und aufgrund der Eigenschaften der Regelungseinheit 54 wird durch die Infusionspumpe 60 pro Zeiteinheit so viel Infusionsflüssigkeit zugeführt, wie notwendig ist, um den den Sollwert der Netto-Flüssigkeitsentzugsrate übersteigenden Teil der durch die Membran 30 pro Zeiteinheit ausgetauschten Flüssigkeitsmenge zu ersetzen. Ausgehend von einer bestimmten Geschwindigkeit des Blutzuflusses, die durch den Sensor 22 erfaßt wird, wird also im Gleichgewichtszustand durch die Regelung des Antriebes der Infusionspumpe 60 von dieser so viel Flüssigkeit zugeführt, daß sich die von dem zweiten Sensor 42 erfaßte Durchflußgeschwindigkeit des zum Patienten zurückfließenden Blutes um den vorgesehenen Differenzbetrag, entsprechend der

an der Einstellvorrichtung 56 vorgewählten Netto-Flüssigkeitsentzugsrate, unterscheidet.

An der Anzeigevorrichtung 66 ist die pro Zeiteinheit zugeführte Menge der Infusionsflüssigkeit ablesbar. Unter Beobachtung dieser Anzeige kann der Transmembrandruck mit Hilfe der Einstellvorrichtungen 41 und/oder 68 so einreguliert werden, daß die pro Zeiteinheit zugeführte Menge Infusionsflüssigkeit in der gewünschten Größenordnung liegt.

Störungen im Blutkreislauf oder in der Betriebseinheit 31 führen im allgemeinen zu einer Veränderung der Transmembrandruckes und beeinflussen somit den Durchtritt von Flüssigkeit durch die Membran 30. Aufgrund der beschriebenen Eigenschaften des Regelkreises führt dies automatisch zu einer Korrektur in Form einer entsprechenden Veränderung der Flüssigkeitszufuhr durch die Infusionspumpe 60 und des auf dem Anzeigeelement 66 angezeigten Wertes. Durch Verwendung eines Anzeigeelements 66 mit einstellbaren Alarm-Grenzkontakten, wie in Fig. 1 angedeutet, oder gleichwertige Einrichtung zur Grenzwertüberwachung besteht somit die Möglichkeit, eine derartige Störung selbsttätig zu erkennen. Dies hat den wesentlichen Vorteil, daß die sonst zur Erkennung solcher Störungen üblichen, sehr aufwendigen und störanfälligen Druckmeßeinrichtungen zur Überwachung des Transmembrandruckes bei diesem System entfallen können.

In weiterer Ausgestaltung sieht die Erfindung eine Einrichtung zur selbsttätigen periodischen Kalibrierung der Durchflußsensoren in Verbindung mit der Auswertungseinheit 48 vor. Sie umfaßt die Kalibrier-Steuerungseinheit 70 und die von dieser gesteuerten Ventile 72 und 74, die zum Zwecke der Kalibrierung durch das entsprechende Steuerungssignal geschlossen werden. Gleichzeitig wird der Antrieb der Infusionspumpe 60 angehalten. Das Schließen der genannten Ventile dient dazu, den Raum 28 der Dialysator- oder Filteranordnung 24 abzusperren, so daß ein weiterer Durchtritt von Filtrat aus dem Raum 26 durch die Membran 30 in den Raum 28 verhindert ist. Unter diesen Bedingungen muß in den beiden Durchflußsensoren 22 und 42 der gleiche Durchfluß herrschen. Sofern eine Abweichung zwischen den beiden von den Durchflußsensoren gelieferten Meßwerten besteht, wird diese in der Auswertungseinheit 48 ermittelt und gespeichert und in der auf die Kalibrierung folgenden Betriebszeit zur Fehlerkorrektur verwendet. Auf diese Weise wird eine Nullpunktkorrektur bezüglich der Differenzbildung zwischen den Meßsignalen der Durchflußsensoren erreicht und somit der hauptsächliche mögliche Fehleinfluß beseitigt.

Ein anderes Ausführungsbeispiel einer Hämodialyse- und Hämofiltrationsvorrichtung ents-

prechend der Erfindung ist in Fig. 2 schematisch dargestellt. Zur Durchströmung des Raumes 28 der Dialysator- oder Filteranordnung 24 ist dieser einerseits an eine Verteilerleitung 80 eines zentralen Versorgungssystems für Dialysierflüssigkeit angeschlossen, andererseits an einen Abfluß 90. Der Durchfluß wird mit einem Hahn 84 eingestellt. Bei reinem Filtrationsbetrieb bleibt der Hahn 84 geschlossen.

Der extrakorporale Blutkreislauf umfaßt zwei Durchflußsensoren 22 und 42 in der zuführenden Leitung 14a,14b bzw. in der abführenden Leitung 32a,32b des Raumes 26 der Dialysator- oder Filteranordnung 24. Sie sind wie bei dem vorhergehenden Ausführungsbeispiel über elektrische Leitungen 44 und 46 mit der Auswertungseinheit 48 verbunden, die eine Anzeigevorrichtung 50 für die Differenz der von den beiden Durchflußsensoren gelieferten Signale aufweist. Diese Differenz entspricht wegen der für dieses Ausführungsbeispiel bevorzugten Anordnung der Durchflußsensoren unmittelbar stromaufwärts und stromabwärts von dem Raum 26 der Dialysator- oder Filteranordnung derjenigen Flüssigkeitsmenge pro Zeiteinheit, die durch Filtration aus dem Raum 26 durch die Membran 30 in den Raum 28 übergeht. Diese entspricht zugleich der Flüssigkeitsmenge, die dem Patienten pro Zeiteinheit entzogen wird. Zur Anzeige der bis zum jeweiligen Zeitpunkt insgesamt entzogenen Flüssigkeitsmenge enthält die Auswertungseinheit 48 eine weitere Anzeigevorrichtung 52.

Die pro Zeiteinheit aus dem Raum 26 durch die Membran 30 in den Raum 28 übergehende Flüssigkeitsmenge ist von der Druckdifferenz zwischen den Räumen 26 und 28 abhängig. Zur Einstellung dieser Druckdifferenz ist an der abführenden Blutleitung eine einstellbare Drossel 92 vorgesehen. Im einfachsten Falle wird die Drossel 92 unter Beobachtung der Anzeigevorrichtung 50 von Hand so eingestellt, daß der gewünschte Flüssigkeitsentzug pro Zeiteinheit erreicht wird.

Es ist jedoch auch die Möglichkeit vorgesehen, die Drossel 92 durch eine Regelung selbsttätig einzustellen. Hierzu dient die Regelungseinheit 94, die mit der Einstellvorrichtung 56 zur Vorwahl des Sollwertes des Flüssigkeitsentzuges pro Zeiteinheit verbunden ist. Die Regelungseinheit vergleicht diesen mit dem von der Auswertungseinheit 48 ermittelten Istwert und steuert entsprechend dem Ergebnis dieses Vergleiches einen Motor 96 zum Verstellen der Drossel 92.

Von wesentlicher Bedeutung für die Erfindung ist die Bauart der für die Durchflußmessung eingesetzten Sensoren 22,42. Sie ist in Fig. 3 dargestellt. Die Abbildung ist nur ein Schema, das die hauptsächlichsten Bestandteile und ihr Zusammenwirken veranschaulichen soll. Die gesamte Anordnung besteht im wesentlichen aus einem Meßeinsatz 100,

der zu dem auswechselbaren und im allgemeinen nur zum einmaligen Gebrauch bestimmten Blut-schlauchsystem gehört, und einer zum festen Bestandteil des Gerätes gehörenden Halterung 102,104, in der der Meßeinsatz befestigt wird. Die Halterung besteht vorzugsweise aus zwei Teilen, die zur Fixierung des Meßeinsatzes federnd miteinander verbunden sind. Eine Seitenansicht und eine Draufsicht des Meßeinsatzes sind in Fig. 4 bzw. Fig. 5 dargestellt.

Der Meßeinsatz besteht aus einem blutverträglichen, formstabilen und relativ starren Kunststoffmaterial, das sich nach dem üblichen Spritzgießverfahren zu Teilen hoher Maßgenauigkeit und Gleichmäßigkeit verarbeiten läßt. Der Meßeinsatz wird vorzugsweise schon im Herstellerwerk in das Blutschlauchsystem eingefügt, z.B. durch das auch für ähnliche Teile übliche Einkleben der betreffenden Schlauchabschnitte in die Anschlußteile 108,110 des Meßeinsatzes. Der Meßeinsatz wird mit dem Schlauchsystem sterilisiert, und das gesamte zum einmaligen Gebrauch bestimmte System gelangt so zur Verwendungsstelle, wo es mit der übrigen Apparatur verbunden wird.

Der Meßeinsatz hat in Fortsetzung der angeschlossenen Leitungsteile einen durchgehenden Strömungskanal 106. Von besonderer Wichtigkeit sind die beiden seitlichen Ansätze 112,114, die auf den Strömungskanal gerichtet sind und der Ein- bzw. Auskopplung des Ultraschallsignals dienen und außerdem die Funktion haben, die Ultraschallwellen zu führen, d.h. die Ausbreitungsrichtung der eingekoppelten Ultraschallwellen genau zu definieren und ebenso die Richtung der maximalen Intensität der auskoppelten Ultraschallwellen exakt festzulegen. Die seitlichen Ansätze stehen zur Längsachse des Strömungskanals in einem Winkel z.B. in der Größenordnung von 15-50 Grad. Im Interesse einer hohen Empfindlichkeit ist ein relativ kleiner Winkel vorteilhaft.

Im oberen Teil 102,102a der Halterung sind die beiden Ultraschallwandler für die Aussendung und den Empfang des Ultraschallsignals angeordnet, und zwar so, daß ihre Achsen die gleiche Richtung wie die der Führung der Ultraschallwellen dienenden Ansätze des Meßeinsatzes haben. Sie bestehen im wesentlichen aus je einem Wandlerelement 116,118 und einem Ankopplungsstück 120, 122. Die Ankopplungsstücke stehen unter einem gewissen Druck mit den Kopplungsflächen 124,126 des Meßeinsatzes in inniger Berührung. Die Wandlerelemente sind vorzugsweise Scheiben aus einem piezoelektrischen keramischem Material, die in üblicher Art mit Metallbelägen und elektrischen Anschlüssen ausgestattet sind. Die Ankopplungsstücke bestehen zumindest in dem Teil, der mit den Kopplungsflächen in Berührung kommt, vorzugsweise aus einem elastischen Material, z.B.

Silikonkautschuk, so daß sich unter der Wirkung des Anpreßdruckes eine weitgehend homogene und ausreichend große Berührungsfläche ausbildet, die sich möglichst über die gesamte Kopplungsfläche 124,126 erstreckt. Dadurch wird es überflüssig, zur Verbesserung der Ankopplung besondere Kontaktgele, wie sonst vielfach üblich, zu benutzen.

Der untere Teil 104,104a der Halterung hat im wesentlichen die Funktion, den Meßeinsatz 100 zu fixieren. Er ist zu diesem Zweck in einer geeigneten Führung federnd gegenüber dem oberen Teil 102,102a der Halterung gelagert, wie dies in Fig. 3 durch eine Zugfeder 130 rein schematisch angedeutet ist. Selbstverständlich muß hierbei die resultierende Kraft im der Symmetrieachse der Anordnung wirken, was z.B. durch die symmetrische Anordnung von zwei Federn zu erreichen wäre. Der Meßeinsatz weist zu dem gleichen Zweck ein z.B. kragenförmig ausgebildetes Stützelement 128 auf, durch das die Kraft von dem unteren Teil der Halterung auf den Meßeinsatz übertragen wird.

Durch die oben beschriebene definierte Ein- und Auskopplung und Führung der Ultraschallwellen werden die Voraussetzungen für eine hohe Genauigkeit bei der Messung der Strömungsgeschwindigkeit geschaffen. Von erheblicher Bedeutung ist außerdem, daß durch die Gestaltung des Meßeinsatzes das Blut vor und hinter der eigentlichen Meßstelle über eine längere Strecke, die ein Mehrfaches des Durchmessers des Strömungskanals beträgt, in einem definierten, gerade verlaufenden Strömungskanal geführt wird, so daß Störungen der Strömungsprofils durch Leitungskrümmungen vermieden werden.

Zum Vergleich und zur Verdeutlichung der Unterschiede ist in Fig. 6 die Konstruktion des Durchflußsensors eines bekannten Blutflußmeßgerätes schematisch dargestellt, auf das sich auch die bereits erwähnte Veröffentlichung in dem dem Buch "Technical Aspects of Renal Dialysis" (Hrsg. T.H. Frost, Verlag Pittman Medical, Tunbridge Wells, 1978) bezieht. Der Sensor ist hierbei nach Art einer Klammer ausgebildet, die auf den Blutschlauch geklemmt wird. Hierzu sind die beiden Wangen der Klammer durch ein Gelenk 136 und eine Feder 138 verbunden. Der vordere Teil der Wangen ist in seiner inneren Kontur den Maßen des Blutschlauhes angepaßt und umschließt diesen. Die Wandlerelemente 116,118 sind im vorderen Teil der Wangen angeordnet und unter einem Winkel von ca. 45 Grad auf den Blutschlauch ausgerichtet und durch Einbettung in eine Vergußmasse fixiert.

Eine solche Anordnung hat verschiedene Nachteile, die bei der zuvor beschriebenen vermieden sind:

- Der Winkel (α) zwischen den Wangen ändert sich in Abhängigkeit von den Toleranzen des

Schlauch-Außendurchmessers sowie bei Druckänderungen im Schlauch und bei temperaturabhängiger Veränderung der Elastizität des Schlauchmaterials. Durch die Veränderung dieses Winkels verändert sich auch der Anstellwinkel der Wandler in Richtung auf den Strömungskanal und damit der für die Kalibrierung maßgebende Proportionalitätsfaktor.

- Veränderungen der lichten Weite des Schlauches zwischen den Wangen, z.B. infolge von Druckschwankungen oder temperaturabhängiger Veränderung der Elastizität des Schlauchmaterials in Verbindung mit der einwirkenden Federkraft, beeinflussen ebenfalls die Länge der von den Ultraschallwellen im Blut zurückgelegten Strecke und führen somit ebenfalls zu Veränderungen des Meßsignals.

- Die Haupt-Ausbreitungsrichtung der Ultraschallwellen vom sendeseitigen Wandler in den Strömungskanal einerseits und die Richtung der maximalen Empfindlichkeit für die vom Strömungskanal zum empfängerseitigen Wandler gelangenden Ultraschallwellen andererseits wird von den Übertragungsverhältnissen an der Grenzfläche zwischen der inneren Kontur der Wange und der Außenfläche des Schlauches beeinflusst. Eine ungleichmäßige Druckverteilung und/oder ein unvollständiger Flächenkontakt, insbesondere aber Schmutzpartikel oder Luftblasen (140 in Fig. 6), die in das zur Verbesserung der Ankopplung verwendete Gel eingeschlossen sein können, verändern somit ebenfalls in unvorhersehbarer Weise den für die Kalibrierung maßgebenden Proportionalitätsfaktor.

- Die innere Querschnittsfläche von Schläuchen unterliegt, da diese üblicherweise nach einem Extrusionsverfahren hergestellt werden, erheblichen Toleranzen. Aufgrund des Zusammenhanges zwischen Durchfluß, mittlerer Strömungsgeschwindigkeit und Querschnittsfläche führt dies zu einer entsprechenden zusätzlichen Meßunsicherheit.

- Da der Strömungskanal beiderseits der Meßstelle keine vorbestimmte Richtung hat, ergeben sich durch Verlagerung, z.B. Krümmung, des Schlauches Veränderungen des Strömungsprofils die zu entsprechenden Fehlern führen.

Im Vergleich zu einem induktiven Durchflußmesser, bei dem nicht nur der Strömungsquerschnitt, sondern auch die magnetische Flußdichte und der Elektrodenabstand mit hoher Genauigkeit eingehalten werden müssen, beschränken sich diese hohen Anforderungen bei dem Gegenstand der Erfindung unter der Voraussetzung einer exakten Führung der Ultraschallwellen im wesentlichen auf die Genauigkeit des Strömungsquerschnitts und der Anregungsfrequenz. Durch die Herstellung des Meßeinsatzes als Präzisions-Spritzteil bzw. Anwendung eines quarzgesteuerten Generators für

die Schwingungsanregung können beide Anforderungen mit geringem Aufwand erfüllt werden. Ein weiterer Vorteil der Durchflußmessung nach dem Ultraschall-Doppler-Prinzip gegenüber der induktiven Durchflußmessung ergibt sich daraus, daß die Amplitude der Meßsignale eine untergeordnete Rolle spielt. Der Meßeffect liegt vielmehr in einer Frequenzänderung, die relativ leicht fehlerfrei ausgewertet werden kann.

In Fig. 7 ist ein Blockschema einer Schaltungsanordnung für den Betrieb der Durchflußsensoren 22 und 42 angegeben, das der Auswertungsschaltung 48 in Fig. 1 und Fig. 2 entspricht. Die senderseitigen Ultraschallwandler 116, 116a werden gemeinsam von einem Hochfrequenzgenerator 142 mit einer Frequenz in der Größenordnung von einigen MHz gespeist. Die vom empfängerseitigen Ultraschallwandlern 118, 118a gelieferten Signale enthalten neben Anteilen der Sendefrequenz das eigentliche Meßsignal in Form eines Schwingungsanteils, der aufgrund des Dopplereffekts eine der Strömungsgeschwindigkeit proportionale Frequenzverschiebung aufweist. Die Verarbeitung dieser Signale erfolgt getrennt in zwei gleichen Schaltungseinheiten 144, 144a. Das Signal wird zunächst durch den Verstärker 146 auf eine ausreichende Amplitude gebracht und einer Mischstufe 148 zugeführt, um die der Strömungsgeschwindigkeit proportionale niederfrequente Differenzfrequenz f1 bzw. f2 zu gewinnen. Diese steht am Ausgang des nachgeschalteten Tiefpasses 150, getrennt von den übrigen Frequenzanteilen, zur Verfügung. In einer weiteren Schaltungseinheit 152 wird aus f1 und f2 schließlich die Differenz f1-f2 gebildet, die für den Unterschied der Durchflüsse in den beiden Durchflußsensoren und somit für den Flüssigkeitsentzug pro Zeiteinheit maßgebend ist.

Zur Anzeige dieser Größe kann das Signal f1-f2 z.B. durch einen Frequenz-Spannungs-Wandler 154 in eine Spannung umgesetzt und damit das Anzeigeinstrument 50 gesteuert werden. Zur Anzeige der Gesamtmenge der entzogenen Flüssigkeit wird das Signal f1-f2 einem Zähler 156 zugeführt und das jeweilige Zählerergebnis auf der Anzeigevorrichtung 52 angezeigt.

Ansprüche

1. Vorrichtung zur extrakorporalen Behandlung von Blut, insbesondere zur Hämodialyse oder Hämofiltration, mit einem extrakorporalen Blutkreislauf, der durch ein Blutschlauchsystem gebildet wird, in das mindestens ein nach dem Ultraschall-Prinzip arbeitender Durchflußsensor eingefügt ist, dadurch gekennzeichnet, daß der Durchflußsensor (22, 42) einen in das Blutschlauchsystem eingefügten formstabilen Meßeinsatz (100) mit definiertem

Strömungsquerschnitt und seitlichen Ansätzen (112, 114) zur definierten Ein- und Auskopplung und Führung der Ultraschallwellen aufweist.

2. Vorrichtung zur Hämodialyse oder Hämofiltration mit einer Dialysator- und Filteranordnung im extrakorporalen Blutkreislauf und Einrichtungen zur Steuerung des Entzuges von Flüssigkeit aus dem extrakorporalen Blutkreislauf durch die Dialysator- oder Filteranordnung sowie einem ersten Durchflußmesser stromauf der Filteranordnung und einem zweiten Durchflußmesser stromab der Filteranordnung sowie einer Auswerteeinheit, die mit den beiden Durchflußsensoren verbunden ist und aus den von den Durchflußsensoren übermittelten Signalen eine vorbestimmte Auswertungsoperation vornimmt, dadurch gekennzeichnet, daß die beiden Durchflußsensoren (22, 42) auf dem Ultraschall-Doppeleffekt basierende Durchflußsensoren sind, die den Meßeinsatz (100) gemäß Anspruch 1 aufweisen.

3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die beiden Durchflußsensoren (22, 42) mit einer Auswertungs- ein- heit (48) verbunden sind, die eine Einrichtung (152) zur Ermittlung der Differenz der Durchflüsse und eine Anzeigevorrichtung (50) zur Anzeige der dem Patienten pro Zeiteinheit entzogenen Flüssigkeitsmenge aufweist.

4. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche 2 oder 3, gekennzeichnet durch eine mit den Durchflußsensoren (22, 42) verbundene Auswertungs- ein- heit (48), die Einrichtungen (152, 156) zur Bildung des Zeitintegrals der Differenz der Durchflüsse und eine Anzeigevorrichtung (52) für die dem Patienten insgesamt entzogene Flüssigkeitsmenge aufweist.

5. Vorrichtung nach Anspruch 3 oder 4, gekennzeichnet durch eine mit der Auswertungs- ein- heit (48) verbundene Regelungseinheit (54) zur selbsttätigen Regelung der Zufuhr einer Infusionslösung in den extrakorporalen Blutkreislauf.

6. Vorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Regelungseinheit (54) mit einer Anzeigevorrichtung (56) zur Anzeige und Grenzwertüberwachung der Zufuhrgeschwindigkeit der Infusionslösung verbunden ist.

7. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche 2 bis 6, gekennzeichnet durch eine mit der Auswertungs- ein- heit (48) verbundene Regelungseinheit (94) zur selbsttätigen Einstellung des Transmembrandruckes.

8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Regelungseinheit (94) zur selbsttätigen Einstellung des Transmembrandruckes mit einem Antriebsmotor (96) zur Betätigung einer an der rückführenden Blutleitung (32a, 32b) angeordneten Drossel (92) verbunden ist.

9. Vorrichtung nach Anspruch 7 oder 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Regelungseinheit (94) mit einer Anzeigevorrichtung (97) zur Anzeige und Grenzwertüberwachung der der Einstellung des Transmembranabdruckes dienenden Größe verbunden ist.

10. Vorrichtung nach Anspruch 7 und 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Anzeigevorrichtung (97) zur Anzeige und Grenzwertüberwachung der Stellung des Antriebsmotors (96) ausgebildet ist.

11. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche 2 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß sie eine Einrichtung zur selbsttätigen periodischen Kalibrierung aufweist, wobei durch eine Kalibrier-Steuerungseinheit (70) der zur Durchspülung mit Dialysierflüssigkeit und/oder Abführung von Filtrat bestimmte Raum (28) der Dialysator- oder Filteranordnung (24) mittels Ventilen (72, 74) abgesperrt und die sich dabei einstellende Differenz der Meßsignale der beiden Durchflußsensoren (22, 42) durch die Auswertungseinheit ermittelt wird, und daß die Auswertungseinheit Einrichtungen zur Speicherung dieser Differenz und zur Nullpunktkorrektur entsprechend der Größe dieser Differenz für das in der auf die Kalibrierung folgenden Betriebsphase gebildete Differenzsignal aufweist.

12. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche 2 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Längsachsen der seitlichen Ansätze (112, 114) des Meßeinsatzes (100) mit der Längsachse des im Meßeinsatz verlaufenden Strömungskanals (106) einen Winkel in der Größenordnung von 10 bis 60°, vorzugsweise 30°, bilden.

13. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche 2 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Halterung (102, 102a; 104, 104a) für den Meßeinsatz (100) Ultraschallwandler mit piezoelektrischen Wandlerelementen (116, 118) und mit diesen verbundene Ankopplungsstücke (120, 122) aufweist, die mit den an den Enden der seitlichen Ansätze (112, 144) befindlichen Kopplungsflächen (124, 126) unter Druck in Berührung stehen.

14. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß der mit den Kopplungsflächen (124, 126) in Berührung stehende Teil der Ankopplungsstücke aus einem gummielastischen Material besteht.

15. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Halterung für den Meßeinsatz (100) aus einem die Ultraschallwandler enthaltenden feststehenden Teil (102, 102a) und einem diesem gegenüber federnd gelagerten Teil (104, 104a) zur Fixierung des Meßeinsatzes und zur Erzeugung der an den Kopplungsflächen wirksamen Anpreßkraft besteht.

16. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß die zur Erzeugung des Ultraschalls dienenden senderseitigen Ultraschallwandler (116, 116a) von dem gleichen Hochfrequenzgenerator (142) gesteuert werden.

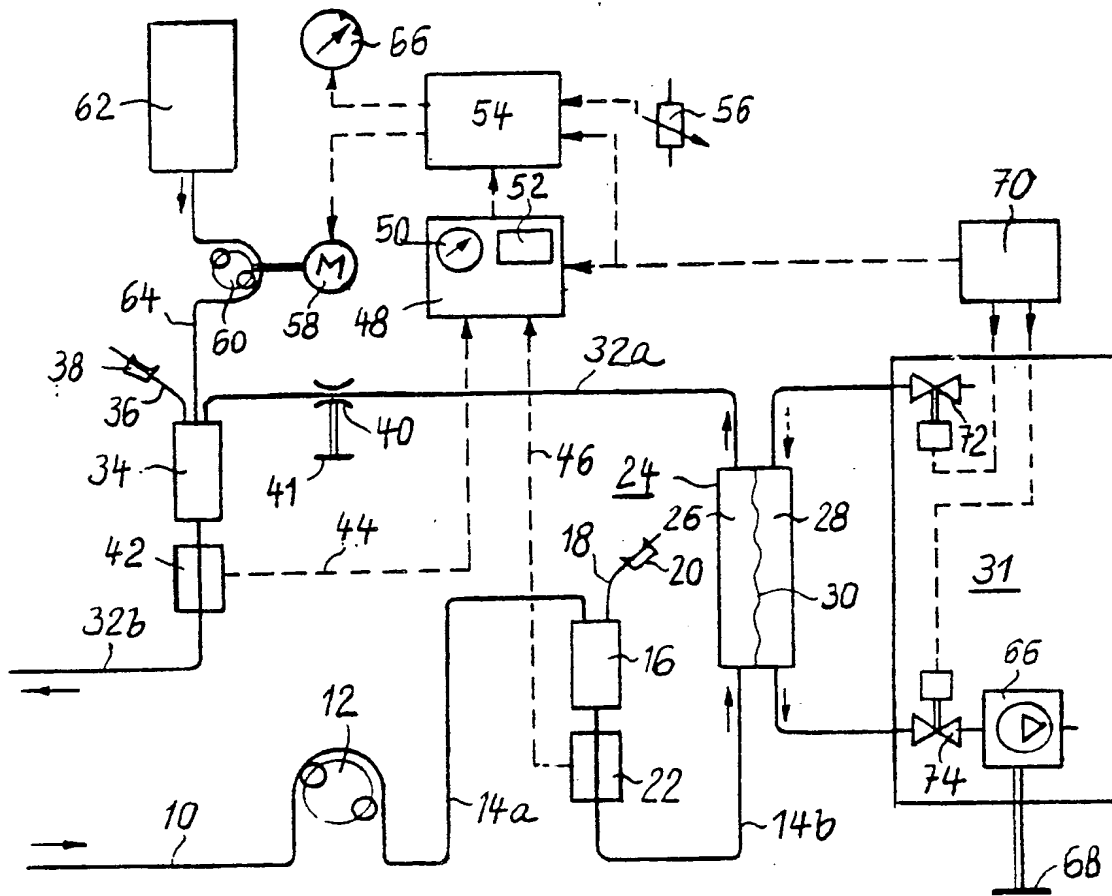
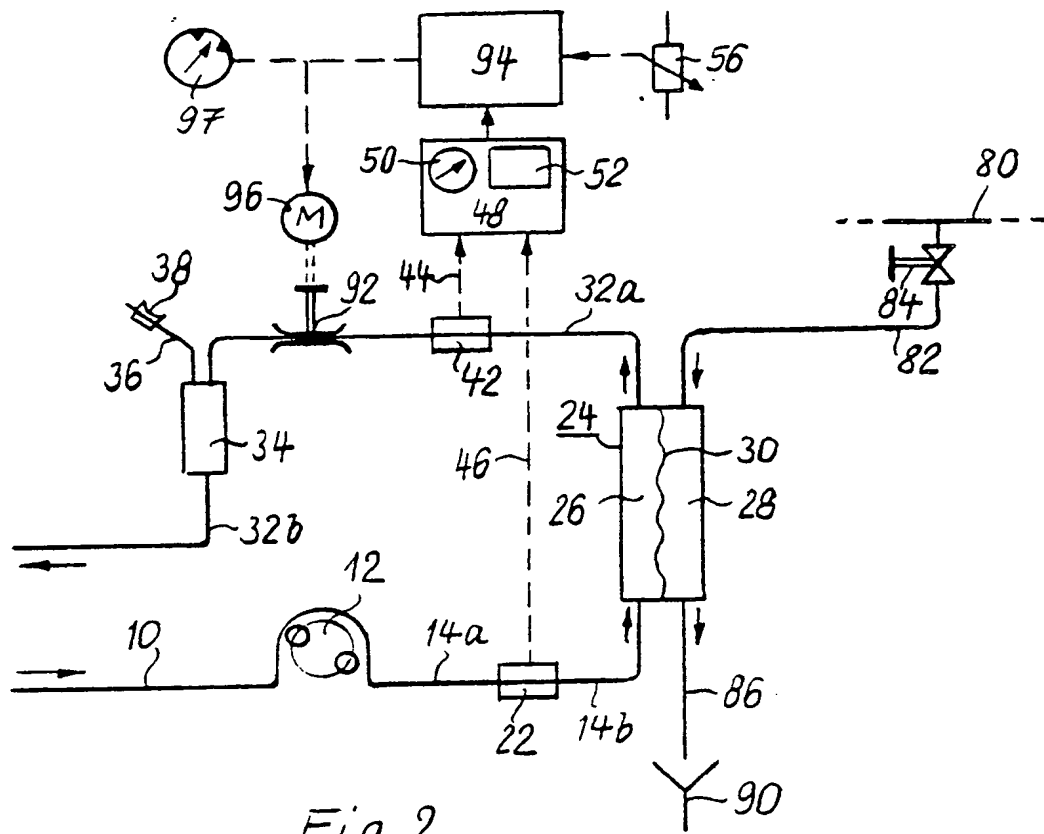
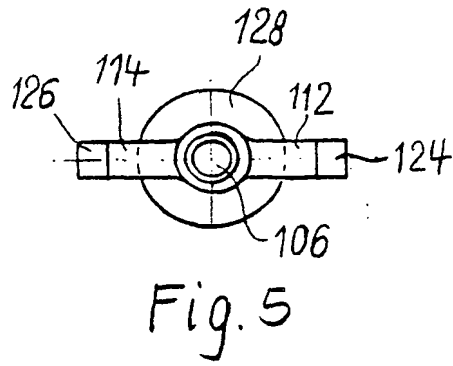
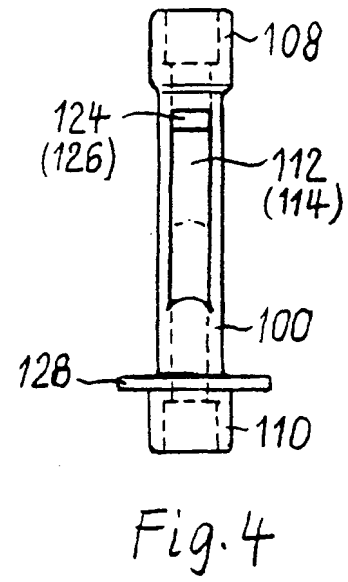
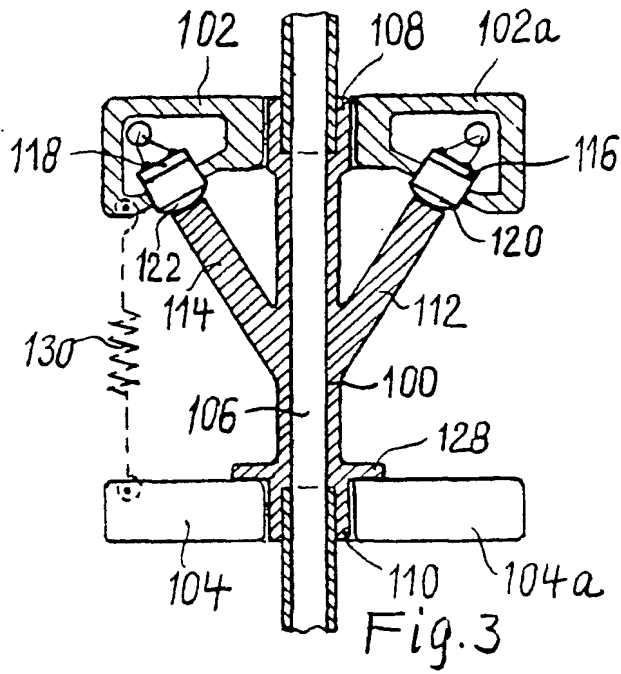


Fig. 1





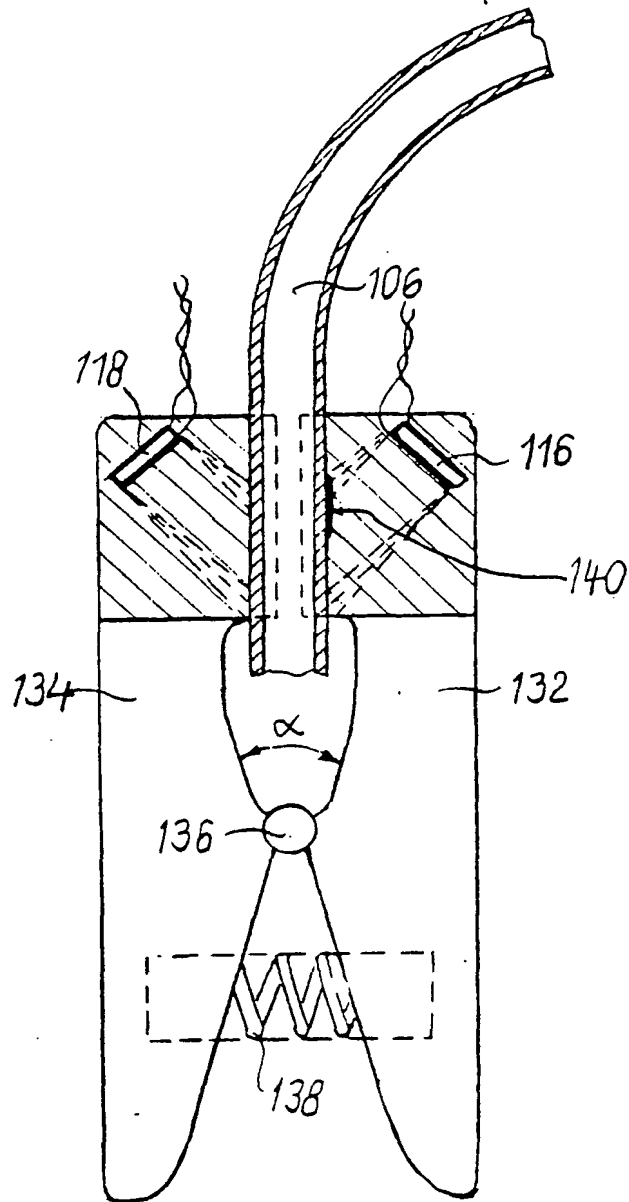


Fig. 6

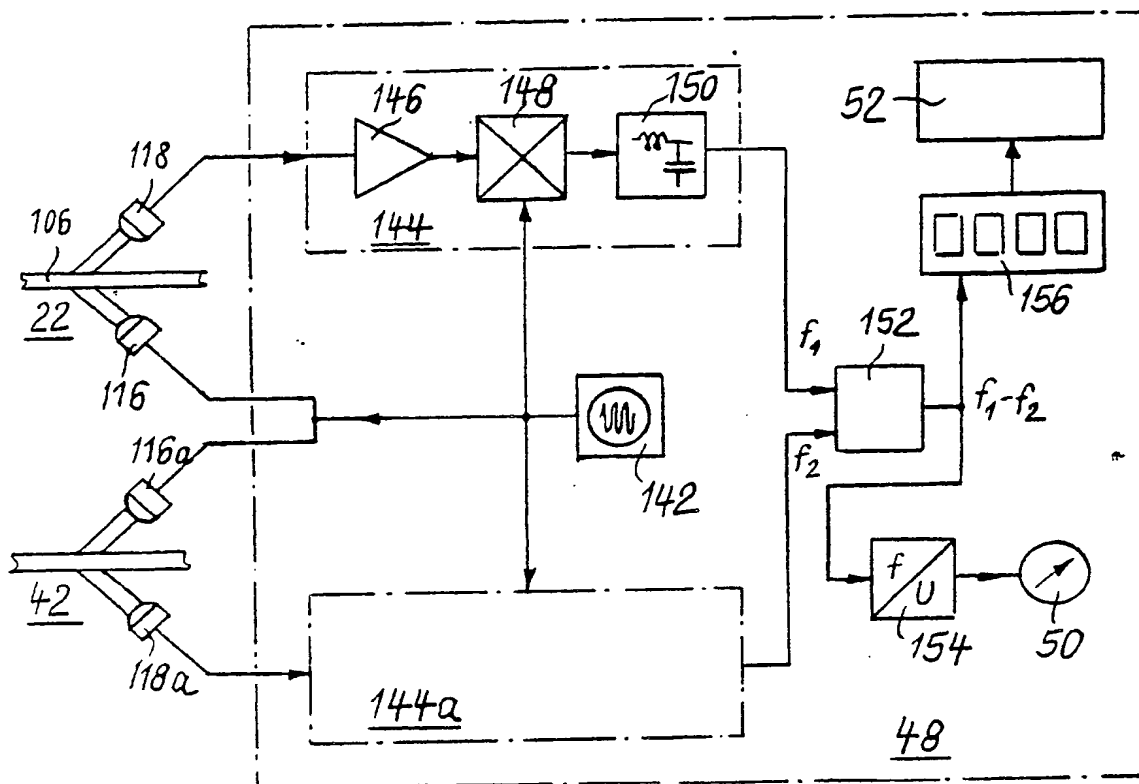


Fig. 7



EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			EP 88109709.1
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int. Cl. 4)
X	DD - A - 244 816 (VEB KOMBINAT)	1,12	A 61 M 1/16
Y	* Fig. 1,2; Seite 2 *	2-7	A 61 M 1/34
A	--	13	
Y	US - A - 4 370 983 (E.S.LICHTEN-STEIN) * Gesamt; insbesondere Fig. 1-3; Spalte 2, Zeile 52 - Spalte 3, Zeile 3; Spalte 3, Zeile 64 - Spalte 4, Zeile 7; Spalte 7, Zeilen 19-33; Spalte 8, Zeilen 23-34; Spalte 9, Zeilen 23-42; Spalte 10, Zeilen 3-40; Spalte 11, Zeilen 19-28; Spalte 12, Zeile 60 - Spalte 13, Zeile 35; Spalte 28, Zeilen 16-44 *	2-7	
D,Y	DE - A1 - 3 313 421 (FRESENIUS AG)	2,7	
A	* Fig. 1-5; Seite 14, Zeile 25 - Seite 15, Zeile 4; Seite 15, Zeilen 13-26; Seite 16, Zeilen 19-23; Seite 17, Zeilen 9-23; Seite 18, Zeilen 10-14; Seite 19, Zeilen 13-21; Seite 21, Zeilen 16-25; Seite 22, Zeile 1 - Seite 23, Zeile 24; Seite 23, Zeile 35 - Seite 24, Zeile 10; Seite 25, Zeile 1 - Seite 26, Zeile 2; Seite 32, Zeilen 1-25 *	3-5	A 61 M 1/00 G 01 F 1/00
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt.			
Recherchenort WIEN		Abschlußdatum der Recherche 15-11-1988	Prüfer LUDWIG
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTEN X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentedokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist O : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus andern Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument			



EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			EP 88109709.1
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int. Cl. 4)
Y	DE - A1 - 2 607 022 (H.HÜFLER)	2	
A	* Fig. 1,2; Seite 4, letzter Absatz - Seite 5, letzter Absatz *	3-5,7	
			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int. Cl. 4)
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt.			
Recherchenort WIEN		Abschlußdatum der Recherche 15-11-1988	Prüfer LUDWIG
<div><div>KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTEN X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze</div><div>E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus andern Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument</div></div>			